

**Katedra:** Katedra tělesné výchovy  
**Studijní program:** Tělesná výchova a sport  
**Studijní obor:** Tělesná výchova se zaměřením na vzdělávání  
Matematika se zaměřením na vzdělávání

**BIOMECHANICKÝ ROZBOR VYBRANÝCH  
PORANĚNÍ VAZŮ KOLENNÍHO KLOUBU  
BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SELECTED  
KNEE LIGAMENT INJURIES**

**Bakalářská práce:** 2012 – FP – KTV – 52

**Autor:**  
Barbora VANČUROVÁ

**Podpis:**

---

**Vedoucí práce:** Mgr. Václav Bittner

**Počet**

stran	grafů	obrázků	tabulek	pramenů	příloh
44	8	23	0	21	2

V Liberci dne: 24. 4. 2012

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI  
Fakulta přírodovědně-humanitní a pedagogická  
Akademický rok: 2010/2011

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Barbora Vančurová**  
Osobní číslo: **P09001093**  
Studijní program: **B1101 Matematika**  
Studijní obory: **Tělesná výchova se zaměřením na vzdělávání**  
**Matematika se zaměřením na vzdělávání**  
Název tématu: **Biomechanický rozbor vybraných poranění vazů kolenního kloubu**  
Zadávací katedra: **Katedra tělesné výchovy**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

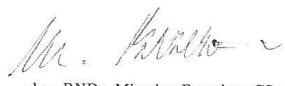
Na základě biomechanické analýzy určit hlavní příčiny vybraných poranění vazů kolenního kloubu. Součástí řešení bude návrh preventivních opatření předcházejících těmto zraněním.

Rozsah grafických prací: 10  
Rozsah pracovní zprávy: 70  
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná  
Seznam odborné literatury:


BALATKA, J. Kineziologie pro posluchače tělesné výchovy I. 1. vyd. Hradec Králové: GAUDEAMUS, 2002. 181 s. ISBN 80-7041-928-8. ČIHÁK, R. Anatomie I. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5. DUNGL, P., a kol. Ortopedie. 1. vyd. Praha: GRADA, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0505-8. KARAS, V., OTÁHAL, S. Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9.

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Václav Bittner  
Katedra tělesné výchovy

Datum zadání bakalářské práce: 27. října 2010  
Termín odevzdání bakalářské práce: 1. ledna 2012

  
doc. RNDr. Miroslav Brzezina, CSc.  
děkan



  
PaedDr. Jindřich Martinec  
vedoucí katedry

V Liberci dne 27. října 2010

## Čestné prohlášení

**Název práce:** Biomechanický rozbor vybraných poranění vazů kolenního kloubu  
**Jméno a příjmení autora:** Barbora Vančurová  
**Osobní číslo:** P09001093

Byl/a jsem seznámen/a s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména § 60 – školní dílo.

Prohlašuji, že má bakalářská práce je ve smyslu autorského zákona výhradně mým autorským dílem.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval/a samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Prohlašuji, že jsem do informačního systému STAG vložil/a elektronickou verzi mé bakalářské práce, která je identická s tištěnou verzí předkládanou k obhajobě a uvedl/a jsem všechny systémem požadované informace pravdivě.

V Liberci dne: 24. 4. 2012



Barbora Vančurová

## **Anotace**

Cílem bakalářské práce je, na základě biomechanického rozboru, určit hlavní příčiny vybraných poranění vazů kolenního kloubu. Práce popisuje kolenní kloub z anatomického a fyziologického hlediska a vyjasňuje biomechanické vlastnosti jeho tkání. Na tomto základě potom vysvětluje příčiny nejčastějších poranění vazů, což jsou poranění ligamenta collaterale tibiale a ligamenta cruciatum anterius. Dále navrhuje patřičná preventivní opatření, jak se těmto úrazům vyvarovat. A to komplexní trénink nervosvalové koordinace s posilováním a protahováním všech svalů kolenního kloubu.

**Klíčová slova:** Kolenní kloub, ligamentum collaterale tibiale (vnitřní postranní vaz), ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz), kinematika kolenního kloubu, viskoelasticita, viskoelastické modely měkkých tkání, rychlost deformace, poranění vazů kolenního kloubu, nervosvalová koordinace.

## **Abstract**

The goal of this bachelor's paper is to define the main reasons of the chosen knee joint ligaments injuries on the base of biomechanical analysis. The paper describes the knee joint from the anatomical and physical point of view and clarifies the biomechanical characteristics of its tissues. On this basis it explains the causes of the most frequent ligament injuries which are injuries of ligamenta collaterale tibiale and ligamenta cruciatum anterius. Further it proposes the appropriate preventive steps to avoid these injuries, which are mainly the complex training of neuromuscular coordination together with stretching and strengthening of all knee joint muscles.

**Keywords:** Knee joint, ligamentum collaterale tibiale (inner lateral ligament), ligamentum cruciatum anterius (front cruciate ligament), knee joint kinematics, viscoelasticity, viscoelastic models of soft tissues, speed of deformation, knee joint ligaments injuries, neuromuscular coordination.

# Obsah

Úvod.....	8
1 Cíle práce.....	9
2 Anatomie a fyziologie kolenního kloubu.....	10
2.1 Kloubní plochy.....	10
2.2 Menisky.....	10
2.3 Kloubní pouzdro.....	11
2.4 Vazy kloubního pouzdra.....	12
2.5 Nitrokloubní vazy.....	13
2.6 Morfologie a histologie vazů.....	14
2.7 Svalstvo kolenního kloubu.....	15
3 Biomechanika kolenního kloubu.....	17
3.1 Kinematika kolenního kloubu.....	17
3.2 Obecné mechanické vlastnosti tkání pohybového aparátu.....	19
3.2.1 Kost.....	19
3.2.2 Chrupavka.....	19
3.2.3 Šlachy a vazy.....	20
3.2.4 Svaly.....	20
3.3 Reologické vlastnosti šlach a vazů.....	21
3.3.1 Viskoelastické vlastnosti tkání.....	21
Elasticita.....	21
Viskozita.....	22
Viskoelasticita.....	22
3.3.2 Základní viskoelastické modely měkkých tkání.....	23
Maxwellův model.....	24
Kelvinův model.....	25
3.3.3 Aplikace na biomechaniku měkkých tkání.....	26
Závislost napětí na prodloužení.....	27
Vliv rychlosti deformace.....	28
4 Vybraná poranění kolenního kloubu.....	29
4.1 Poranění menisků.....	30
4.2 Poranění vazivového aparátu.....	31

Poranění ligamenta collaterale tibiale.....	32
Poranění ligamenta cruciatum anterius.....	32
5 Hlavní příčiny vybraných poranění vazů kolenního kloubu.....	34
6 Doporučení pro odbornou praxi.....	38
7 Závěr.....	41
8 Literatura.....	42
9 Přílohy.....	44

# Úvod

*„SPORT DÁVÁ DOHROMADY NÁRODY A DÍKY SPORTU MAJÍ I LÉKAŘI DÁVAT CO DOHROMADY.“*

Herbert Rosendorfer

V současné době dochází k častějším poraněním vazů kolenního kloubu při sportovních činnostech, a to jak u profesionálních i rekreačních sportovců. Důvodem je růst počtu sportovních aktivit a nedostatečná zdatnost lidí, kteří tuto aktivitu provozují. Například se před výkonem neprotáhnou, nebo mají jiné problémy spojené se svalovou dysbalancí.

Problém je například u halových sportů, kde dochází k častému poranění kolenního kloubu. Lidé, kteří jsou nejčastěji zraněni, mají ve většině případů svalovou dysbalanci, způsobenou nedostatečným posilováním a protahováním příslušných svalů. K tomu všemu se stále zdokonaluje sportovní vybavení. Boty jsou přilnavé, stejně tak jako podlaha v tělocvičně. Je tedy zřejmé, že za těchto okolností je počet poranění značně vysoký.

V kolenním kloubu může dojít k mnoha různým zraněním. Od natažení vazů, poškození chrupavek, menisků až po závažné poranění celých struktur kloubu. Tato práce se bude zabývat nejčastějšími poraněními vazů, což jsou zranění ligamenta collaterale tibiale a ligamenta cruciatum anterius.

Práce se tedy bude týkat vyjasnění biomechanických vazeb, které mají vliv na vybrané poranění vazů kolenního kloubu. A to jak z hlediska kinematiky, tak z reologického hlediska. Na základě zjištění se navrhnout preventivní opatření, které by zraněním měly předcházet.



# 1 Cíle práce

## Hlavní cíl:

Na základě biomechanického rozboru určit hlavní příčiny vybraných poranění vazů kolenního kloubu.

## Dílčí cíle:

1. Popsat kolenního kloubu z anatomického a fyziologického hlediska.
2. Popsat biomechanické vlastností tkání kolenního kloubu a jejich vzájemných vazeb.
3. Vybrat nejčastějších poranění kolenního kloubu.
4. Aplikovat výše uvedené poznatky na vybraná poranění.
5. Uvést hlavní příčiny poranění vazů kolenního kloubu.
6. Navrhnout preventivní opatření, které by měly vybraným zraněním předcházet.

## 2 Anatomie a fyziologie kolenního kloubu

Articulatio genus (kloub kolenní) je složený a největší kloub v těle, kde se stýkají tři kosti: femur (kost stehenní), tibia (kost holenní) a patella (česka). Mezi styčné plochy tibia a femuru jsou vloženy kloubní menisky (Čihák, 2001).

Artikulují zde spolu dvě nejdelší kosti lidského těla, proto síly, které zde působí, jsou velké. Kolenní kloub musí snášet extrémní nároky a značný rozsah pohybů, proto dochází k jeho častému poranění. Nejčastějším poranění kolenního kloubu je právě poranění vazivového aparátu (Bartoniček, Heřt, 2004).

Kloub umožňuje teoreticky šest druhů pohybu, které si uvedeme dále v kapitole 3.1 Kinematika kolenního kloubu. Zkřížené vazy zajišťují koordinaci těchto pohybů a stabilitu kloubu, proto také dochází k jejich častému poranění. Kolenní kloub má značně složitou strukturu, proto si uvedeme jen základní pojmy a vztahy mezi nimi.

### 2.1 Kloubní plochy

Jako kloubní hlavice zde fungují condili femoris. Tyto kondyly jsou odděleny širokým zářezem. Laterální kondyl stojí sagitálně a vyčnívá více dopředu před mediální kondyl. Jako kloubní jamky fungují facies articularis superior kondylů tibia spolu s menisky. Dalšími styčnými plochami kostí kolenního kloubu jsou facies patellaris femoris a facies articularis patellae se dvěma fasetami. Většinu styčné plochy však pro femur představují menisky, protože zakřivení kondylů femuru neodpovídají tvaru plošek tibia (Čihák, 2001).

**Patella** (česka) je kost kolenního kloubu, která má přibližně tvar trojúhelníku. Na přední část se upíná hlavní část šlachy m. quadriceps femoris a většinu zadní plochy tvoří oválná artikulační plocha, facies articularis (Bartoniček, Heřt, 2004).

### 2.2 Menisky

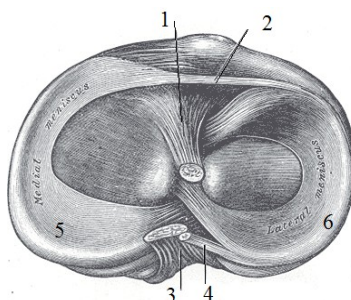
Celá tato podkapitola je převzatá z knihy Funkční anatomie člověka (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Dva menisky v kolenním kloubu (meniscus medialis et lateralis), ležící po obvodu, jsou z hustého vaziva a liší se tvarem i velikostí.

**Meniscus medialis** (vnitřní) je větší, poloměsíčitý a je fixován třemi pevně srostlými body (oba cípy a střední částí). Je tedy méně pohyblivý, a proto dochází k jeho častému

poranění. Nepokrývá celou plochu hlavice tibie, ale zanechává v jejím středu prohloubenou oválnou plošku.

**Meniscus lateralis** (vnější) je menší, téměř kruhový a oproti předchozímu je fixován prakticky v jednom místě. Je tedy značně pohyblivý, zvláště při mírných (15–30stupňových) flexích v kolenním kloubu. „Jeho přední cíp se upíná v blízkosti předního zkříženého vazy, který do něj někdy vysílá i ojedinělá vlákna“ (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000, str. 168).



Obr. 1: Menisky a vazy, (wikipedia.org, [cit. 2012-04-02])

1 – lig. cruciatum anterius  
2 – lig. transversum genus  
3 – lig. cruciatum posterius

4 – lig. meniscofemorale  
5 – meniscus medialis  
6 – meniscus lateralis

**Vnitřní stavba** menisků je značně komplikovaná, jelikož jsou vystavovány vysoké zátěži. Ve stoji absorbují asi 50% tlaku, který působí na kolenní kloub a ve flexi je tato hodnota až 90%.

## 2.3 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro kolenního kloubu je prostorné. Na femuru se fibrózní (vazivová) vrstva upíná 0,5–2 cm od okrajů kloubní chrupavky. Na tibií a na patelle se upíná při okrajích kloubní chrupavky. Součástí je synoviální vrstva, která se na zadní straně pouzdra táhne po zkřížených vazech. Vazy jsou tedy pokryty synoviální membránou. V přední části je kloubní pouzdro kolenního kloubu vcelku slabé. Na bocích je zesíleno postranními vazy (Nekula, 2008).

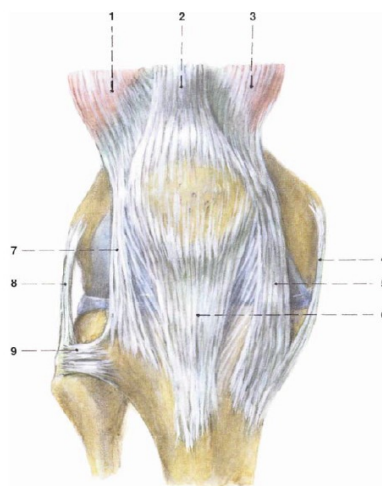
Dutina kolenního kloubu je největším synoviálním prostorem v lidském těle. Synoviální vrstva má velmi členité uspořádání a vytváří mnoho řas a záhybů. Mezi vrstvou synoviální a fibrózní se objevuje vrstva areolárního tukového vaziva, který vytváří tukový polštář, zvaný Hoffovo těleso.

## 2.4 Vazy kloubního pouzdra

„Vazivový aparát kolenního kloubu je nejmohutnější a nejkomplicovanější ze všech končetinových kloubů“ (Bartoníček, Heřt 2004, s. 185).

Kloubní pouzdro kolenního kloubu je zesíleno vazivovým aparátem, který tvoří ligamenta kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy, které spojují femur s tibií. Poznatky jsou čerpány z Anatomie 1 (Čihák, 2001).

**Ventrálně** kloubního pouzdra se vyskytuje: šlacha musculus quadriceps femoris, která je připojena na patellu a dále pokračuje jako ligamentum patellae, který se upíná na tibií. Recinacula patellae jsou vazy, jdoucí po obou stranách patelly od zmíněného svalu k tibií (obr. 2).

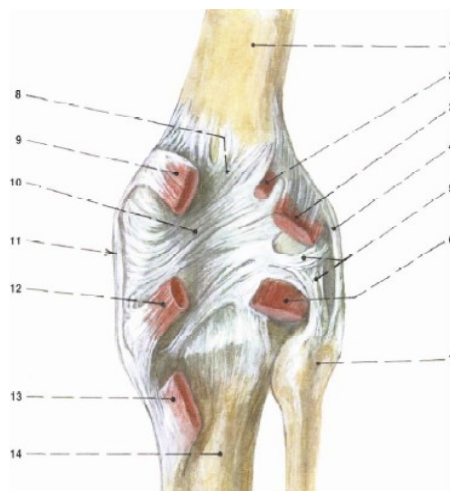


Obr. 2: Vazy na ventrální straně kolenního kloubu, (Čihák, 2001)

- |   |   |
|---|---|
| 1. <i>musculus vastus lateralis</i>         | 5. <i>retinaculum patellae mediale</i>  |
| 2. <i>úpon m. rectus femoris na patellu</i> | 6. <i>lig. patellae</i>                 |
| 3. <i>m. vastus medialis</i>                | 7. <i>retinaculum patellae laterale</i> |
| 4. <i>lig. collaterale tibiale</i>          | 8. <i>lig. collaterale fibulare</i>     |
|   | 9. <i>lig. capitis fibulae anterius</i> |

**Po stranách** kloubního pouzdra jsou ligamenta collaterale tibiale et fibulae. Upínají se na příslušný epikondyl femuru, jdou přes tibií na hlavici fibuly. Zajišťují stabilitu kolenního pouzdra při extenzi kloubu.

**Dorzálně** se nacházejí dva vazy, a to ligamentum popliteum obliquum, který je spíše než kloubní vaz, částí šlachy m. semimembranosus (svalu poloblanitého). A ligamentum popliteum arcuatum, který je méně významný (obr. 3).



Obr. 3: Zesilující vazy zadní strany pouzdra kolenního kloubu (Čihák, 2001)

- |   |                                       |
|---|---------------------------------------|
| 1. femur  | 7. caput fibulae                      |
| 2. m. plantaris (začátek svalu)   | 8. capsula articularis                |
| 3. začátek caput laterale musculi gastrocnemii                          | 9. caput mediale musculi gastrocnemii |
| 4. lig. collaterale fibulare  | 10. lig. popliteum obliquum           |
| 5. lig. popliteum arcuatum (obloukovitá část a svislé raménko k fibule) | 11. lig. collaterale mediale          |
| 6. m. popliteus (začátek svalu)   | 12. úpon m. semimembranosus           |
|   | 13. úpon m. popliteus                 |
|   | 14. tibie                             |

## 2.5 Nitrokloubní vazy

Ligamenta cruciata genus (zkřížené vazy) jsou nejmohutnějšími stabilizátory kolenního kloubu. Oba jsou přibližně stejně dlouhé, zadní je ale asi o třetinu silnější než přední. Ligamentum cruciatum anterius (přední zkřížený vaz) se upíná na ploše zevního kondylu femuru a jde do area intercondylaris anterior. Ligamentum cruciatum posterius (zadní zkřížený vaz) začíná na zevní ploše vnitřního kondylu femuru a upíná se do area intercondylaris posterior (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000), (obr. 4).

Oba vazy podstatně zpevňují kolenní kloub a určitá jejich část je vždy napjata, ať je koleno ve flexi nebo v extenzi. Zabraňují také rotaci kloubu, neboť se při takovém pohybu navinou na sebe a brání tak většímu rozsahu pohybu (Fleischmann, Linc, 1989).



Obr. 4: Nitrokloubní vazy kolenního kloubu, (Čihák, 2001)

## 2.6 Morfologie a histologie vazů

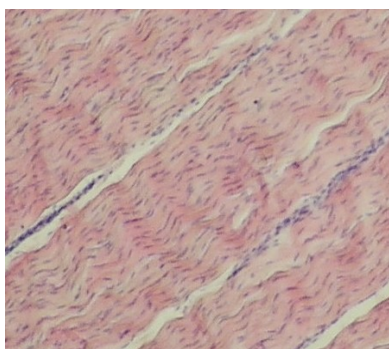
Hlavní bílkovinou, která je zastoupena ve vazech je vláknitý kolagen, který je schopen přenášet tahové síly. Je uspořádán do levotočivé trojitě šroubovice a tím vytváří mimořádně pevnou a tuhou molekulu, která dokáže odolávat i velkým deformačním silám. Kolagenní vlákna jsou proto velmi pevná při tahu a ohebná.

Vlákna kolagenu mají zvlněný tvar a mohou nebo nemusí se seskupovat do snopců (fascikulů). Například lig. collaterale tibiale (vnitřní postranní vaz) kolenního kloubu snopce nemá, ale lig. cruciatum anterius (přední zkřížený vaz) ano (Konvičková, Valenta, 2006).

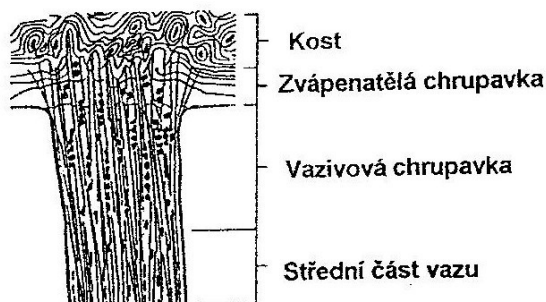
Povrch vazů kryje epiligamentum, který chrání vaz před odíráním a řídí tok vody a produktů látkové přeměny. Obsahuje nervy, krevní cévy a buňky s vysokou schopností bujení, které pomáhají při hojení vazů (Karas, Otáhal, 1991).

Struktura vazů je odlišná v úponu ke kosti. Úpon šlachy se kotví do tuhé kostní tkáně. Máme dva typy úponů, přímý a nepřímý. Příkladem přímého úponu je lig. collaterale tibiale kolena, kde se vaz zakotvuje přímo do kosti čtyřmi buněčnými zónami (kolagenní vlákna, vazivová chrupavka, mineralizovaná chrupavka, kost), které do sebe plynule vstupují, (obr. 6), (Konvičková, Valenta, 2006).

V kosterních vazech je zastoupen vláknitý elastin, který navrácí protažený sval po ukončení deformační síly do výchozí polohy. Tedy chrání kolagen při malých deformacích.



Obr. 5: Podélná struktura šlachy, (sci.muni.cz, [cit. 2012-03-25])



Obr. 6: Schematické znázornění zón úponu vazů do kosti (Konvičková, Valenta, 2006)

## 2.7 Svalstvo kolenního kloubu

Svaly kolenního kloubu se dělí na dvě skupiny, podle toho, jakou funkci plní při pohybu v kolenním kloubu. Na přední straně stehna to je skupina extenzorů (natahovačů kolena), mezi ně patří m. quadriceps femoris a m. sartorius (ten však patří spíše k ohybačům). Na zadní straně potom skupina flexorů (ohybačů) kolena, a to m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. popliteus (Fleischmann, Linc, 1989).

**Musculus quadriceps femoris** (čtyřhlavý sval stehenní) je jediným extenzorem kolenního kloubu, ale jeho stavba je značně složitá. Je tvořen čtyřmi hlavami. Úpon jedné z hlav (m. rectus femoris) začíná na os coxae, ostatní 3 začínají na femuru. Všechny čtyři hlavy se společně upínají na patellu, jako lig. patellae na tibií a hluboké snopce se fixují i do pouzdra kolenního kloubu. Sval je důležitý především pro chůzi a vlastně působí proti hmotnosti celého těla (Dylevský, 2009).

**Musculus sartorius** (sval krejčovský) je nejdelším svalem v těle, který se spirálovitě táhne od kyčelní kosti k úponu na vnitřní straně tibie. Tento sval je důležitý při flexi, abdukci a zevní rotaci stehna (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

**Musculus biceps femoris** (dvojhlavý sval stehenní) má dvě hlavy. Delší hlava začíná na os ischii (kosti sedací) a upíná se spolu s krátkou hlavou, která jde od zevního okraje femuru v dolní polovině, na hlavici fibuly. Sval je důležitý při flexi a zevní rotaci v kolenním kloubu (Fleischmann, Linc, 1989).

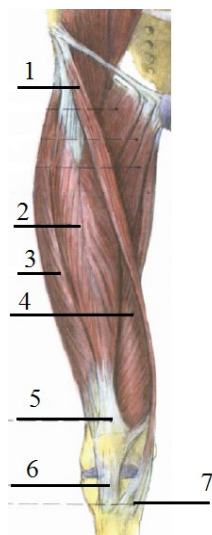
**Musculus semitendinosus** (sval pološlašitý), je dlouhý vřetenovitý sval, jehož spodní část je tvořena šlachou. Upíná se na os ischii a táhne se k mediální straně kolenního kloubu kde se upíná na vnitřním kondylu tibie společně s m. gracilis a m. sartorius. Sval zajišťuje flexi a vnitřní rotaci v kolenním kloubu (Dylevský, 2009).

**Musculus semimembranosus** (sval poloblanitý) je nejmohutnějším svalem na zadní straně kloubu a má velmi složitý úpon. Začíná na os ischii a upíná se třemi šlašitými pruhy na proximální konec tibie. Dva tyto pruhy se upínají na mediálním kondylu tibie a třetí zpevňuje zadní stranu pouzdra kolenního kloubu jako silný kapsulární vaz lig. popliteum obliquum. Sval zajišťuje flexi a vnitřní rotaci v kolenním kloubu (Bartoníček, Heřt, 2004).

**Musculus gracilis** (štíhlý sval stehenní) se táhne od os pubis (kosti stydké) po vnitřní straně stehna a upíná se na vnitřní stranu tibie. Je to povrchový sval, který pomáhá při flexi

v kolenním kloubu.

**Musculus popliteus** (sval zákolenní) je krátký sval, který je na zadní straně kolenního pouzdra. Upíná se na zevní kondyl femuru a jde šikmo na zadní stranu tibie. Při pohybu v kolenním kloubu tento sval ovlivňuje pohyb laterálního menisku. Sval také zajišťuje flexi v kloubu a zejména vnitřní rotaci bérce při flexi kolena (Čihák, 2001). „M. popliteus uvolňuje „zámek kolena“ a je maximálně aktivizován při natažení zadního zkříženého vazy. Svým tahem vlastně vaz chrání“ (Dylevský, 2009, s. 152).



Obr. 7: Svaly stehna (Čihák, 2001)

1 – *m. sartorius*

2 – *m. rectus femoris*

3 – *m. vastus lateralis*

4 – *m. vastus medialis*

5 – úpon hlav *m. quadriceps* na patelu

6 – *lig. patellae*

7 – úpon *m. sartorius*

Flexorům kolenního kloubu (*m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*) se slangově říká hamstringy.

Je také důležité vědět, kdy se sval účastní ještě jiného pohybu v druhém kloubu (v tomto případě kloubu kyčelním). Tyto svaly se nazývají svaly dvoukloubové a zajišťují jak pohyb v kolenním kloubu, tak i pohyb v kloubu kyčelním. Dvoukloubové svaly, které se účastní pohybu jak v kolenním kloubu, tak i v kyčelním jsou následující:

Pomocnou flexi v kyčelním kloubu zajišťují: **m. sartorius**, (příkladem jeho funkce je pohyb, kdy si v sedě položíte kotník jedné nohy na stehno druhé nohy), **m. rectus femoris** (jedna z hlav *m. quadriceps femoris*).

Pomocnou extenzi a addukci v kyčelním kloubu zajišťují: **m. semimembranosus** (také zajišťuje pomocnou extenzi v kyčelním kloubu), **m. semitendinosus**, **m. gracilis**.



### 3 Biomechanika kolenního kloubu

Biomechanika je transdisciplinárním oborem, který se zabývá mechanickou strukturou, chováním a vlastnostmi živých organismů a jeho částí. Také se zabývá mechanickými interakcemi mezi těmito částmi a vnějším okolím.

Jak jsme si uvedli, kolenní kloub je značně složitá struktura, jehož pevnost a pohyblivost zajišťuje mnoho vazů a svalů. Proto je i biomechanika tohoto kloubu komplikovaná a pohybu se účastní mnoho lokomočních jednotek. Uvedeme si základní mechanické struktury, chování a vlastnosti, které se týkají kolenního kloubu.

#### 3.1 Kinematika kolenního kloubu

Základním postavením kloubu je plná extenze, tento stav se označuje jako „uzamknuté koleno“. Z této polohy lze však ještě provést hyperextenzi, asi okolo  $5^\circ$ . Někteří lidé s větším rozsahem vazů mají tuto hyperextenzi i větší, zdravý kloub by ale neměl přesáhnout  $15^\circ$ . Naopak lze aktivně provést flexi o  $140^\circ$ , pasivně i do  $160^\circ$ . Protože při  $140^\circ$  na sebe dolehnou ohybače stehna a bérce a tím se omezují v dalším pohybu (Bartoníček, Heřt, 2004).

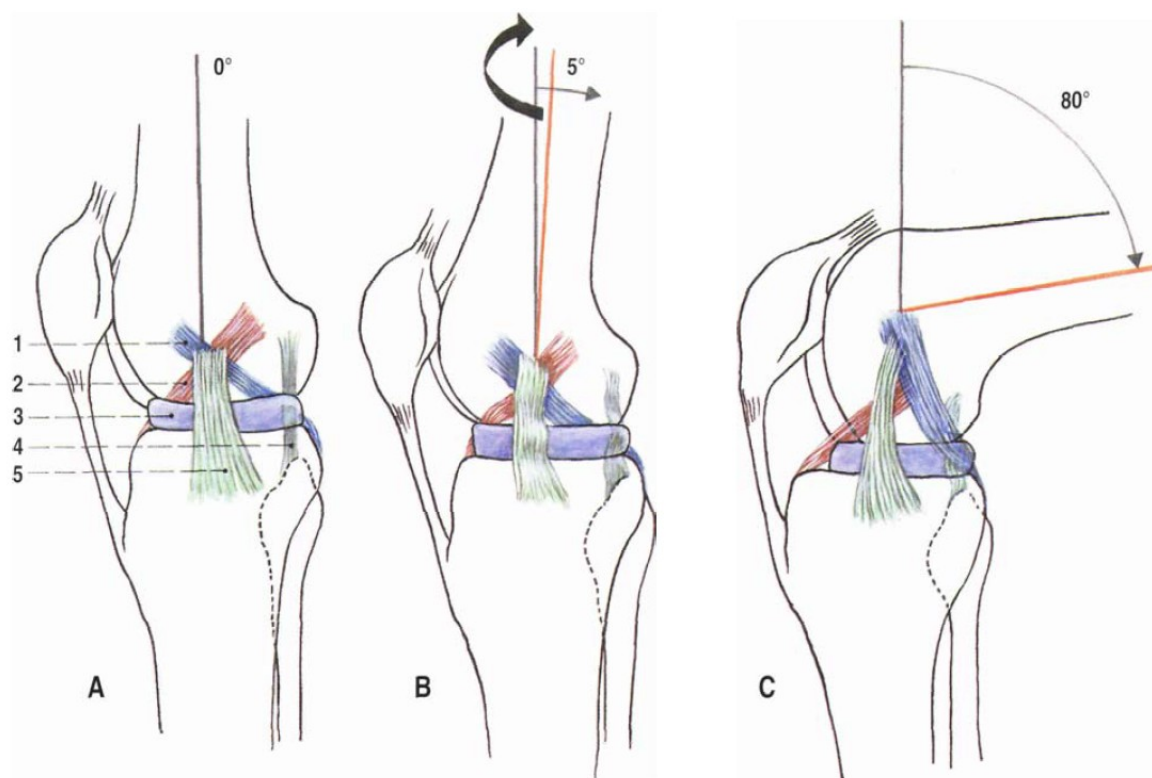
Pohyb do flexe, tzn. pokrčení v koleni, se může zdát být velmi jednoduchým. Skrývá ale v sobě několik dílčích pohybů, takže je velmi složitý. Důvodem jsou nesouměrné geometrické poměry kloubních ploch a uspořádání hlavních vazů kloubu.

První částí lokomoce je **počáteční rotace**, kdy se tibie točí dovnitř a v prvních  $5^\circ$  pohybu je spojena s flexí. Uvolňuje se přední zkřížený vaz a dochází k „odemknutí kolena“. Flexi dále uskutečňuje **valivý pohyb**, kdy se femur valí po plochách tvořených tibií a menisky. Flexi dokončuje **posuvný pohyb**, kdy se mění tvar menisků kolem femuru a spolu s kondyly se posunují po tibii dozadu. Při opačném pohybu, tedy při extenzi, se celý děj odehrává opačně. Nežádoucím posuvným pohybům zde brání oba zkřížené vazy, které jsou hlavní při flexi kolena. Při flexi se patella posouvá distálně, směrem dolů a při extenzi opačným směrem, tedy proximálně (Čihák, 2001).

Jednotlivé složky extenzního aparátu svírají docela ostrý úhel – tzv. Q-úhel (quadriceps angle). Ten má rozsah do 10–15 stupňů. Je to úhel mezi osou tahu čtyřhlavého svalu, která směřuje na bérce lehce mediálně a mezi osou lig. patellae, která je odkloněna mírně laterálně (Dylevský, 2009).

Mimo ohnutí a natažení lze v kolenní provést rotaci. Když je ale dolní končetina natažená a kloub je uzamčený, rotovat ho nelze. Rotace je možná jen při flexi v kolenním kloubu do úhlu přibližně 80°. Pokud ale dojde k rotaci násilím, při natažené končetině, může se kloub velice snadno poškodit. Stává se to například u sjezdového lyžování (Tichý, 2000).

Údaje pro vnitřní rotaci (5–10°) a pro zevní rotaci (30–50°) nelze pokládat za směrodatné. Škály se vždy liší podle stupně flexe, tedy s rostoucí flexí roste rozsah rotace. Vliv na rozsah má i zátěž, kterou působíme na kloub. Tlak rotaci zřetelně omezuje. Nejvyšších hodnot je ale dosahováno ve flexi mezi 45 a 90 stupni (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).



Obr. 8: Schéma postavení vazů kolena při pohybu (Čihák, 2001)

A v plné flexi jsou napjaty postranní i zkřížené vazy

B při flexi do 5° spojené s počáteční rotací se uvolňují postranní vazy a přední zkřížený vaz

C při pokračující flexi se znovu napíná lig. collaterale tibiale a přední zkřížený vaz a zajišťují pevnost kloubu při flekčním pohybu

1 lig. cruciatum posterious

2 lig. cruciatum anterious

3 meniscus

4 lig. collaterale fibulare

5 lig. collaterale tibiale

## **3.2 Obecné mechanické vlastnosti tkání pohybového aparátu**

Mechanické vlastnosti biologických materiálů jsou dány stavbou a uspořádáním tkání. Všechny živé tkáně jsou heterogenní látky, protože nejsou stejnorodé. Skládají se z různých prvků, kde základními jsou vlákna elastinu a kolagenu. Prostorové uspořádání právě těchto vláken určuje mechanické vlastnosti živých materiálů. Důležitý je i poměr mezibuněčné hmoty, jejíž hlavní složkou je voda. Biologické materiály mají tedy kompozitní charakter.

Živé látky jsou také anizotropní, což znamená, že závisí na směru působení deformační síly. Jsou adaptabilní, tedy se dokáží přizpůsobit vnější mechanické zátěži. Další vlastností, kterou se živé tkáně liší od neživých je viskoelasticita, kterou se budeme více zabývat v kapitole 3.3 Mechanické vlastnosti šlach a vazů.

### **3.2.1 Kost**

Hlavní vlastností kostní tkáně je její pevnost. Pro strukturu kostí platí Wolfův zákon: „...zevní tvar, vnitřní struktura i funkční zatížení kosti jsou ve vzájemné harmonii. Při jakékoliv změně dochází k přestavbě kosti, jejímž cílem je dosažení původní harmonie“ (Navrátil, 2005, s. 101). Je například zajímavé, že při dlouhodobém nepůsobení gravitační síly (kosmonauti), ubývá v těle vápníku a kosti nejsou již tak silné.

Rozeznáváme několik typů deformace kostí: deformace v tahu, tlaku, ohybu a ve smyku. Dlouhé kosti jsou nejodolnější v tahu podél dlouhé osy, ale menší v tlaku. Avšak v torzi (kost je kroucena kolem dlouhé osy) mají kosti pevnost nejmenší. Proto i při malé torzní síle (sjezdové lyžování) dochází k ošklivým zlomeninám (Rosina, Kolářová, Stanek, 2006).

### **3.2.2 Chrupavka**

V kloubu dochází vlivem lokomoce k valivému, ale také kluzkému pohybu, proto až 80 % (Navrátil uvádí jen 60 %) celkové hmotnosti chrupavky tvoří tekutina, která má, mimo jiné, důležitou funkci při snižování koeficientu tření mezi styčnými plochami kloubu (společně se synoviální tekutinou). Velikost třecí síly závisí ale na velikosti síly přitlačné a koeficientu tření, ne na velikosti styčných ploch (Rosina, Kolářová, Stanek, 2006).

Kloubní konce tvoří chrupavka hyalinní, jejíž chondrocyty vytvářejí jemná kolagenní vlákna, která vytvářejí prostorové síť, odpovídající zatížení chrupavky. Těmi se tedy chrupavka přizpůsobuje zatěžování (Navrátil, 2005).

### **3.2.3 Šlachy a vazy**

Šlachy a vazy přenášejí hnací svalovou sílu na části kostí, zpevňují kloubní spojení a vymezují pohyblivost těchto kloubů hlavně v krajních polohách. Mají skvělé pevnostní vlastnosti, proto se biomechanika zabývá zjišťováním deformačně-silových vztahů a hledáním jejich vnitřních příčin (Karas, Otáhal, 1991).

Vlastnosti šlach a vazů se odlišují podle místa, anatomické funkce, věku, trénovanosti, dietou aj. Jsou také dány poměrem mezi kolagenními vlákny a vlákny elastinu. Další vlastnosti, jako viskoelasticita a další, jsou uvedeny v kapitole 3.3 Mechanické vlastnosti šlach a vazů.

### **3.2.4 Svaly**

Jak jsme si již uvedli, svaly jsou rozloženy kolem kloubu do jednotlivých skupin, kde každá má svou funkci. U kolenního kloubu to jsou flexory a extenzory.

Svaly v jednotlivých skupinách, které plní stejnou funkci se nazývají agonisté. Naopak svaly, které vykonávají opačný pohyb, se nazývají antagonisté. Souhra těchto skupin je velice důležitá pro správné koordinování pohybu (Navrátil, 2005).

Funkcí svalu je svalový stah, který je obvykle vyvolán nervovým podnětem. U jednotlivých svalů se liší síla stahu, kdy sval zdvihne hmotnost 5–12 kg na 1 cm<sup>2</sup> průřezu svalových snopců. Podle vnitřní struktury svalu se také mění hlavní složky pohybu svalu, a to výška zdvihu a síla, jakou je pohyb vykonáván (Čihák, 2001).

### 3.3 Reologické vlastnosti šlach a vazů

#### 3.3.1 Viskoelastické vlastnosti tkání

Živé látky se liší svými mechanickými vlastnostmi jak od kapalin, tak od pevných látek. Hlavními statickými znaky biologických materiálů jsou pevnost, elasticita (pružnost), distenzibilita (roztážnost) a plasticita (tvárnost). Další, ale dynamická vlastnost je viskozita (vazkost). U dílčích tkání se tyto vlastnosti projevují současně v různé míře. Látky se dělí podle způsobu reakce na působící deformační sílu na elastické, plastické, viskózní a viskoelastické (Hrazdira, Mornstein, 1999).

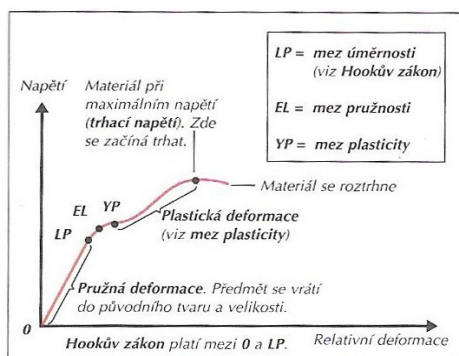
Obor, který se této problematice věnuje, se nazývá reologie. Ta využívá poznatků z mechaniky kontinua.

#### Elasticita

Pro elastické (pružné) deformace, kterými se budeme zabývat, platí Hookův zákon. Fyzikální interpretace Hookova zákona zní následovně: Napětí je přímo úměrné deformaci a platí:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot e_{kl} \quad [1]$$

kde  $\sigma$  je tenzor napětí,  $C$  je tenzor elastických koeficientů, a  $e$  je tenzor deformace. Toto je nejobecnější vyjádření Hookova zákona (Katedra fyziky povrchů a plazmatu, 2008).



Graf 1: Graf závislosti relativní deformace tělesa na napětí pro tažný materiál (Velká ilustrovaná encyklopedie, 2008)

Velikost deformace vyvolaná deformační silou je úměrná této síle. Při vzrůstající síle je dosažena mez úměrnosti, za kterou Hookův zákon již neplatí. Tomuto bodu se říká **mez pružnosti**, kdy se protahovaný předmět po odeznění deformační síly již nevrací do svého původního tvaru a velikosti. Za mezí pružnosti je **mez plasticity**, kde síla způsobí již

podstatné změny materiálu. Nejvyšším dosažitelným mechanickým napětím je **mez pevnosti**, kdy se po jeho dosažení materiál trhá (Velká ilustrovaná encyklopedie, 2008), (Graf. 1).

Zobecněný Hookův zákon lze aplikovat na vyjádření tvarové deformace tělesa následovně:

$$\gamma = \frac{1}{G} \cdot \tau \quad [2]$$

Toto je reologická rovnice, která platí pro klasickou elastickou látku. Smykové napětí  $\tau$  je přímo úměrné tvarové deformaci  $\gamma$ . Modul pružnosti ve smyku  $G$  má charakter elastického odporu a pro deformaci v tahu se rovná napětí, kterým by se délka daného tělesa zdvojnásobila (Katedra fyziky povrchů a plazmatu, 2008).

Vzorec [2] však vůbec nepočítá s rychlostí deformace. Živé tkáně jsou o dost složitější strukturou a velkou roli hraje právě rychlost deformace.

## Viskozita

Viskozita, neboli vazkost, je dynamická vlastnost, která je vlastní každé živé tkáni. Při působení deformační síly se projevuje jako odpor proti změně tvaru deformované tkáně (Rosina, Kolářová, Stanek, 2006).

Na rozdíl od elasticity zde platí odlišný vzorec [3], kde se objevuje rychlost deformace (derivace). Udává vztah mezi napětím ( $\tau$ ) a rychlostí deformace, charakterizuje vnitřní tření látky a závisí hlavně na přitažlivých silách mezi jednotlivými částicemi (Hrazdira, Mornstein, 1999). Řecké písmeno  $\eta$  značí viskozitu.

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \cdot \tau \quad [3]$$

## Viskoelasticita

Šlachy a vazy mají ale vlastnost viskoelasticity, což znamená, že tlumí mechanické vibrace při dynamickém namáhání v oblasti elastických deformací a jejich tuhost je závislá na rychlosti deformace. Viskoelasticita nám tedy řeší problém předchozí interpretace elastických materiálů, kde se s touto rychlostí nepočítalo.

Takovéto látky se chovají současně jako viskózní, jako elastické ale i jako plastické. („Plastické látky vykazují deformaci až při určité hodnotě působícího napětí. Po odstranění tohoto napětí si zachovávají maximální deformaci dosaženou v průběhu silového působení“ (Hrazdira, Mornstein, 1999, str.157).)

Když působí napětí vyšší, než prahové ( $\tau > \tau_0$ ), dochází k elastickým deformacím. Vlastnosti těchto látek jsou vyjádřeny rovnicemi:

$$\tau = \tau_0 + U \cdot \left( \frac{\Delta \gamma}{\Delta t} \right) \quad [4] \quad \frac{\gamma(t)}{\tau(t)} = f(t) \neq konst. \quad [5]$$

kde  $U$  je koeficient plasticity (Hrazdira, Mornstein, 1999).

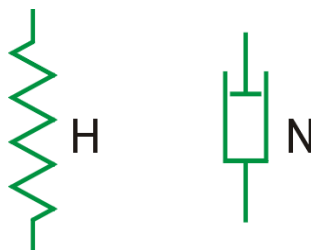
Pro viskoelasticitu také platí, že poměr mezi prodloužením a napětím za čas není konstantní [5].

Měření viskoelasticity je závislé na zatížení, deformaci a čase. Základní dva způsoby zatížení jsou: creepův efektem (tečení) a napěťová relaxace (Karas, Otáhal, 1991). Tyto projevy viskoelastických látek si popíšeme dále u jednotlivých modelů.

### 3.3.2 Základní viskoelastické modely měkkých tkání

Tato kapitola je čerpána z knihy Úvod do bioreologie (Havránek, 2007).

Jak jsme uvedli, vazy a šlachy jsou viskoelastické materiály, které se při namáhání z části chovají jako pevné hookovské látky, ale i jako viskózní newtonovské kapaliny, (Obr. 9).



Obr. 9: Model hookovské elastické látky (H) a newtonovské viskózní kapaliny (N), (physics.mff.cuni.cz)

Tyto materiály vždy reagují na deformaci se zpožděním. Existuje několik modelů, podle kterých se vazy a šlachy chovají. Pro každý z těchto modelů existuje jiná reologická rovnice, která určuje závislost času mezi napětím  $\tau$  a deformací  $\gamma$ .

Pro model hookovské látky (H) platí rovnice přímé úměrnosti [2], kterou jsem si již uvedli výše. Tato rovnice předpokládá, že k deformaci dochází okamžitě při změně napětí. To znamená, že změna napětí ihned vyvolá deformaci a naopak.

Pro model newtonovské látky (N) platí přímá úměrnost mezi časovou derivací deformace a napětím. Viz vzorec [3]. Tato rovnice je již o něco složitější. Napětí a deformace mají vztah jako funkce a její derivace. To znamená, že při stálé deformaci působí nulové napětí a při stálém napětí se konstantně zvyšuje rychlost deformace. V

tomto případě již tedy máme vztah pro rychlost síly, kterou je deformace vyvolána. Je znázorněna derivací na levé straně vzorce.

Když odvozujeme reologické rovnice pro složené modely, neuvažujeme délku ani příčné rozměry jednotlivých prvků.

## Maxwellův model

Maxwellův model (M) vznikne sériovým spojením (H), [2] a (N) [3], (Obr. 10). Modelu zapojeného **sériově**, přiřadíme jeho částem deformace  $\gamma_1$  a  $\gamma_2$ . Předpokládáme, že celému modelu přísluší deformace  $\gamma$ , která je součtem těch jednotlivých. V celém modelu je také stejné napětí  $\tau$ .

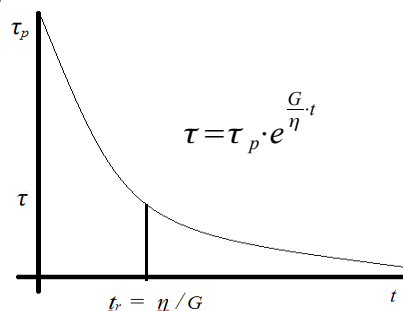
$$\gamma = \gamma_1 + \gamma_2; \tau_1 = \tau_2 = \tau \quad [6]$$

Tento model je určen dvěma konstantami, modulem pružnosti  $G$  a viskozitou  $\eta$ . Sloučíme tedy, podle výše uvedených pravidel, vzorce [2], [3] a [6] a zjistíme, že reologická rovnice Maxwellova modelu vypadá následovně:

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{G} \cdot \frac{d\tau}{dt} + \frac{\tau}{\eta} \quad [7]$$



Obr. 10: Maxwellův model (M),  
(physics.mff.cuni.cz,[cit. 2012-03-27])



Graf 2: Graf exponenciálního poklesu  
napětí u Maxwellova modelu

Jak je vidět, rychlost deformace je pomocí tohoto vzorce rovnou vyjádřena.

Látce, jejíž chování je vystiženo Maxwellovým modelem, říkáme maxwellovská látka. Pokud je maxwellova látka udržována při stálé deformaci ( $\gamma_0 = \text{konst.}$ ), napětí v ní klesá exponenciálně s časem k nule. Tento pokles znázorňuje průběh funkce na grafu 2, kdy konstantní deformace byla udělena vzorku v čase  $t = 0$  skokově. Rychlost tohoto poklesu je určena relaxační dobou  $t_r = \eta/G$ . Ta je rovna času, kdy napětí  $\tau$  klesne na hodnotu  $\gamma_p/e$ . V čase, který se rovná relaxačnímu času, se materiál navrátí do původního stavu na 36,8 % maximálního napětí.

Toto klesání napětí s časem se nazývá **relaxace napětí** a Maxwellův model je nejjednodušším modelem, na kterém lze tento jev vysvětlit. Na model se aplikuje



v nějakém čase (na obrázcích čas  $t_1$ ) okamžitá deformace  $\gamma_p = \text{konst.}$  Sleduje se, jak se při této konstantní deformaci mění napětí v látce (Graf 2). Relaxace napětí je zde chápána jako zcela specifický typ mechanického namáhání vzorku. Při použití Maxwellova modelu ke kvalitativnímu popisu, označíme každou látku, v které napětí klesá přibližně exponenciálně maxwellovskou.

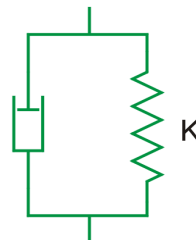
Jinou vlastností vистоelastických látek je creep neboli tečení. Při stálém napětí  $\tau = \tau_0$  dostaneme vzorec pro celkovou deformaci  $\gamma$ , kde deformace  $\gamma_0$  je deformace v čase  $t = 0$ .

$$\gamma = \frac{\tau_0}{\eta} \cdot t + \frac{\tau_0}{G} \quad [8]$$

Vzorek se při působení síly okamžitě deformuje a rovnoměrně zvyšuje svou deformaci v čase (Graf 3). Maxwellovská látka vykazuje při creepu okamžitou deformaci a neomezené tečení, kdy deformace rovnoměrně vzrůstá se stálou mírou vzrůstu  $\tau_0/\eta$ . Lépe vystihuje creep Kelvinův model.



Graf 3: Creepové chování Maxwellova modelu



Obr. 11: Kelvinův model (K),  
(physics.mff.cuni.cz, [cit. 2012-03-27])

## Kelvinův model

Kelvinův model (K) vznikne paralelním zapojením (H) a (N), (obr. 11). U modelu zapojeného **paralelně** naopak předpokládáme, že napětí v jednotlivých částech se sčítají. A deformace ve všech dílech je stejná.

$$\tau_1 + \tau_2 = \tau ; \gamma_1 = \gamma_2 = \gamma \quad [9]$$

S použitím pravidel pro paralelní připojení a ze vzorců [2] a [3] nám vznikne tato rovnice:

$$\eta \cdot \left( \frac{d\gamma}{dt} \right) + G \gamma = \tau \quad [10]$$

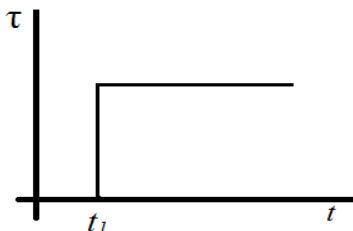
Velikost napětí v tomto modelu je podle vzorce tedy rovna součtu rychlosti deformace vynásobeného viskozitou a deformace vynásobené modulem pružnosti.

Kelvinův model je názorný pro popsání **creepu** neboli tečení. Vypočte se, jakou model udává časovou závislost deformace  $\gamma = \gamma(t)$ , aplikujeme-li na něj stálé napětí  $\tau = \tau_0$ . Finální rovnice této vlastnosti pro Kelvinův model vypadá následovně a graf funkce je znázorněn

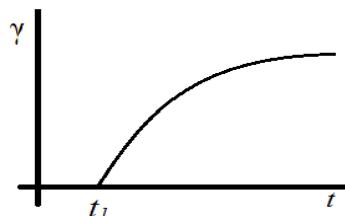
na následující straně (Graf 5). Stejná rovnice platí i pro creep u maxwellova modelu.

$$\gamma = \frac{\tau_0}{G} \cdot (1 - e^{\frac{G}{\eta} t}) = \frac{\tau_0}{G} \cdot (1 - e^{\frac{-t}{t_r}}) \quad [11]$$

Jak lze vyčíst z grafu, v průběhu času se deformace exponenciálně blíží ke své mezní hodnotě, kdy pružina modelu kompenzuje působící napětí. Kelvinův model nevykazuje ani okamžitou deformaci ani neomezené tečení.



Graf 4: Relaxace napětí u Kelvinova modelu



Graf 5: Creepové chování Kelvinova modelu

Relaxace napětí u Kelvinova modelu je oproti Maxwellově modelu rozdílná (Graf 4). Zde se v průběhu času vyvolané napětí nemění. Proto je tento model zcela nevhodný při relaxačním pokusu pro vysvětlení viskoelastických vlastností látek.

Jasně jsem si vysvětlili, že je rozdíl mezi elastickou látkou, která nepočítá s časovou závislostí vztahu mezi napětím a deformací. A mezi látkou viskoelastickou, kde je toto sledování zásadní. Popsané reologické modely jsou důležité při popisu charakteru sledovaných závislostí a umožňují nám si tyto závislosti představit i bez řešení nějaké reologické rovnice.

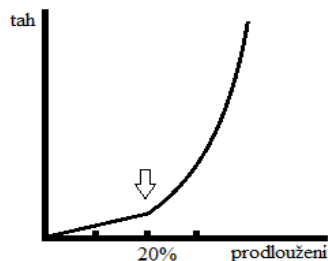
Musíme si však uvědomit, že reálná látka se nechová úplně přesně jako uvedené modely. Můžeme naměřit podobné křivky, ale přesné exponenciely, jako výše, to nebudou. Pro náš účel ale tyto modely postačují a nebude zacházet do úplných detailů.

### 3.3.3 Aplikace na biomechaniku měkkých tkání

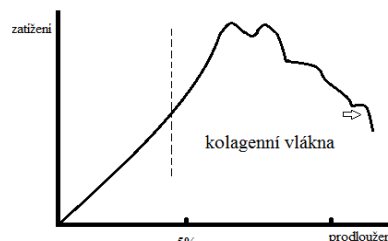
Grafy 6 a 7 ukazují závislost prodloužení kolagenních vláken a elastických vláken při zatížení. Je zde vidět rozdílná adaptace těchto vláken při stejném zatížení. U kolagenních vláken je začátek grafu lineární, od vyznačeného místa má ale dále nelineární nárůst. Elastická vlákna však mají až do nevratné deformace lineární průběh.

Z uvedených grafů je jasné vidět, že elastická vlákna mají sice značnou vůli pohybu, ale nejsou tak pevná. Naproti tomu kolagenní vlákna vydrží větší zátěž bez újmy, zato nejsou tak pružná. Proto jsou ve vazy obsažena obě dvě vlákna a navzájem se doplňují.

„Modul pružnosti kolagenního vlákna  $G \approx 103$  MPa, pevnost (50–100) MPa a max. protažení  $\approx 4$  %. Na druhé straně elastin „proteinová pryž“, jakožto další složka vazů, má modul pružnosti  $G \approx 0,6$  MPa, maximálně vratné prodloužení  $\approx 130$  %“ (Konvičková, Valenta, 2006, s. 100).



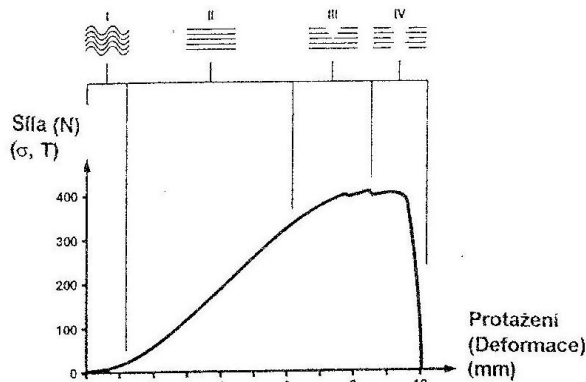
Graf 6: Chování elastických vláken při mechanické zátěži (šipka = nevratná deformace), (Navrátil, 2005)



Graf 7: Chování kolagenních vláken při mechanické zátěži (šipka = zhroucení struktury), (Navrátil, 2005)

## Závislost napětí na prodloužení

Následující graf (8) se týká závislosti napětí v kosterním vazů při působení konstantní deformační síly. Je to závislost, která nebere v úvahu viskózně plastické vlastnosti vazů (Karas, Otáhal, 1991). Nebere tedy v úvahu rychlost působící deformace.



Graf 8: Závislost kosterního vazů při monotonním zatížení (Konvičková, Valenta, 2006)

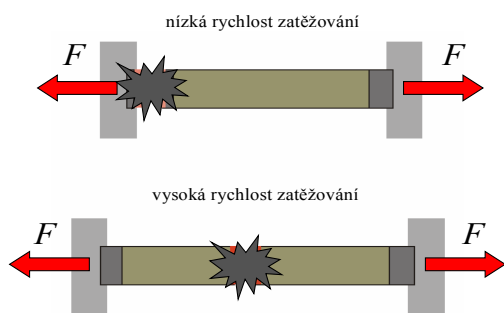
Jak lze vyčíst z grafu, tuhost vazů se mění nelineárně s vzrůstající silou. V oblasti II, kde je křivka lineární, dochází ke zpevnění vazů. V další oblasti již dochází k přetržení jednotlivých vláken. Sílu, která je teď již velmi vysoká je přerozdělena na zbývající vlákna, která se ale postupně trhají a dochází k úplnému přetržení vazů (Konvičková, Valenta, 2006).

Z počátku (oblast II) se ale graf blíží k lineární křivce. Znamená to, že v této části zatěžování můžeme mluvit o elasticitě a materiál můžeme považovat za pružný. Dále je však průběh křivky nelineární. Zde se narušuje struktura vazů a vaz se postupně trhá.

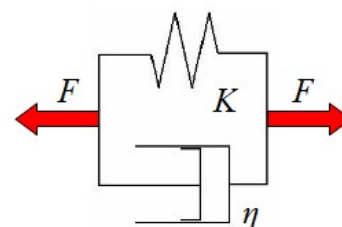
## Vliv rychlosti deformace

Vazy, jako většina materiálů, se chovají tak, že se velikost napětí zvyšuje se zvyšováním se rychlosti deformace. Tento jev, jak jsem si ukázali, je vlastním právě pro viskózně-elastické materiály.

Tento fakt je pro naši práci velice zásadní. Tuhost šlach a vazů je závislá na rychlosti deformace. Při nízké rychlosti se vazy stačí přizpůsobit deformaci. Z části i tím, že deformační sílu na sebe převezmou okolní svaly. Samozřejmě, že když se síla stále zvětšuje i po dosažení mezní polohy, tak se vaz také přetrhne. Oproti tomu, při vysoké rychlosti dojde ke zatuhnutí viskózního tlumiče a následně se vazy přetrhnou. Síla zde tedy působí rovnou na vazy, protože se svaly nestačí zmobilizovat.



Obr. 12: Vliv rychlosti zatěžování na přetržení vazů ([www.ftvs.cuni.cz](http://www.ftvs.cuni.cz), [cit. 2012-03-27])



Obr. 13: Reologický model úrazu šlachy a vazů

Na obrázku 12 je vidět, jaký je rozdíl mezi tím, když působíme na vaz rychlou deformační silou nebo pomalou. Struktura vazů a úponů má takovou strukturu, že při nízké rychlosti se narušuje tkáň spíše v části, kde přechází vaz do kosti (viz kapitola 2.6 Morfologie a histologie vazů). Avšak při vysoké rychlosti se vaz trhá v místě, kde je nejvíce protažený, tedy kde má nejmenší průměr. Dojde totiž k zablokování viskózního tlumiče a tím k extrémnímu zvýšení tuhosti vazů.

Obrázek 13 nám ukazuje reologický model tohoto úrazu. Koefficient  $K$  zde označuje tuhost vazů a šlach. Člen  $\eta$  je tlumič, neboli materiál s viskózními vlastnostmi.

Protože jsou svaly velmi podobné jako vazy, mají také viskoelastické vlastnosti měkkých tkání. Ale protože jsou inervované, vlastnosti se mění působením nervové soustavy a jejich biomechanický popis je značně složitý. Má zde velký vliv nervosvalová koordinace a propriorecepce. Pro naši práci však bude stačit, že svalům budeme připisovat podobné viskoelastické vlastnosti jako vazům.

## 4 Vybraná poranění kolenního kloubu

Více než 1/3 všech úrazů představuje úrazy sportovní, z toho 1/3 tvoří poranění kolenního kloubu. Druhy těchto zranění jsou různé, počínaje podvrtnutím, přes zranění menisků až po těžké zranění měkkých struktur kolena. Nejvíce těchto zranění se stává při kolektivních sportech (fotbal, házená, volejbal), lyžování a tenise. V poslední době také více přibývá zranění při carvingovém lyžování (Mariánková, 2007).

Na níže uvedených obrázcích jsou příklady příčin poranění kolenního kloubu. Mechanismus poranění je buď přímý (přímé působení deformační síly na kolenní kloub), což je problém u kolektivních sportů. Nebo nepřímý, zde je uveden příklad pádu na sjezdových lyžích. U obou dvou příkladů se jedná o působení síly z vnější strany kolenního kloubu, což je ten nejčastější směr působení deformace.



Obr. 14: Příklad přímého mechanismu úrazu, (Krátká, 2009)



Obr. 15: Příklad nepřímého mechanismu úrazu, (Krátká, 2009)

Nestability kolenního kloubu se dělí na tři druhy. Nejčastější (90 %) jsou nestability mediální. Ty vznikají při působení deformační síly z vnější strany kolena. Méně časté jsou laterální nestability, které se stávají při působení síly z vnitřní strany kloubu. Třetím typem, hodně vzácným, ale zato závažnějším jsou hyperextenzní nestability, které vznikají násilnou hyperextenzí v kolenním kloubu. U těchto poranění dochází k poškození zadního pouzdra (Krátká, 2005), (viz obrázek 3 na straně 13).

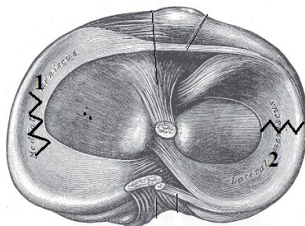
Nejhojnějšími poraněními kolenního kloubu jsou poranění menisků, poranění lig. cruciatum anterior a poranění lig. collaterale tibiale kolena. Všechny struktury mohou být poraněny současně, nebo dochází i k izolovaným poraněním.

## 4.1 Poranění menisků

Poranění menisků zde uvádíme proto, že je nejčastějším poraněním a vždy provází jiná zranění kolenního kloubu, hlavně vazivového aparátu.

Toto poranění vzniká při násilné rotaci bérce, když je zatížená dolní končetina. Obvykle jde o komplexní zranění vazivového aparátu kolenního kloubu nebo o chronickou nestabilitu. Častěji bývá postižen vnitřní meniskus než zevní (5–8krát), (viz kapitola 2.2 Menisky). K akutním poraněním dochází nejběžněji mezi 20. až 30. rokem věku. Nad 30 let dochází k degenerativním poškozením, což je také důvod, proč je to nejčastější poranění kolenního kloubu. Projevem tohoto zranění je bolest při chůzi po nerovném terénu a při rotaci bérce. V klidu však bolesti odezní. Často také přeskakuje v kloubu a může dojít i k poškození kloubní chrupavky (Dungl, 2005).

K akutnímu poranění může tedy dojít při velkém násilí, které může způsobit závažné ruptury menisku (obr. 16). S násilím je spojená rotace v kloubu, kdy se kloubní plochy a celý kloubní aparát dostane mimo fyziologický rozsah pohybu polohy a poškodí se právě meniskus.



*Obr. 16: Ruptury menisků, (wikipedia.org, [cit. 2012-04-02])  
1 - podélné, 2 - příčné*

U mladých pacientů dochází hlavně k rupturám podélným. Podélné ruptury v prokrvené části menisku se mohou zhojit i samy. U starších pacientů (nad 40 let) se vyskytují častěji léze příčné (Dungl, 2005).

K tomuto zranění dochází velmi často u kontaktních sportů, sjezdového lyžování a cross-country běžích. Postižení si obvykle stěžují na zvětšující se bolest při dlouhotrvající zátěži (Nekula, 2008).

Nejlepším způsobem diagnózy a ošetření poškozených menisků je artroskopie, což je poměrně moderní vyšetřovací metoda, při které lékař používá pro ošetření kloubu endoskopický nástroj. Lékař poškozenou část menisku buď odstraní, nebo zachová a suturuje (sešije). Po sutuře menisku následuje fixace v ortéze po dobu 4 až 8 týdnů.

Návrat ke sportu se po takovém úrazu doporučuje za 3 až 6 měsíců při průběžné rehabilitaci (Dungl, 2005).

## 4.2 Poranění vazivového aparátu



Obr. 17: MRI přetrženého lig. cruciatum anterius (gamradtortho.com, [cit. 2012-03-02]))

Další poranění, které se vyskytuje u kolenního kloubu, je poranění vazivového aparátu (viz kapitoly 2.4 a 2.5). Jsou to obvykle (u 70 %) úrazy sportovní. Zpravidla zranění vazivového aparátu doprovází právě zranění menisků nebo i kloubních ploch. Jsou tři typy poranění vazů. Méně závažným je natažení vazů, kde se jedná jen o mikroskopické poranění a projevuje se jen jako bolest v průběhu vazů. Ke zhojení dochází během 2 až 4 týdnů. Dalším typem je částečné přetržení vazů (parciální ruptura). Zde se snižuje pevnost vazů, ale stále není úplně přerušena kontinuita tkáně. Tady je již nutné navštívit lékaře. Doba hojení je 4 až 6 týdnů. Kontinuita je přerušena při úplném přetržení vazů (totální ruptura), kde je léčení již značně složité a dlouhé (Dungl, 2005).

Méně časté, ale je vhodné se o nich zmínit, jsou zranění vyvolané silou z vnitřní strany kloubu. Násilná abdukce a rotace bérce mají za následek, při malých silách, poškození lig. collaterale fibulae (vnějšího postranního vazů), menisků a kloubního pouzdra. Při působení větší síly dochází k poškození zkřížených vazů a složitého komplexu posterolaterálních struktur.

Dalším, méně obvyklým zraněním jsou zranění způsobené násilnou hyperextenzí v kolenním kloubu, jsou ale o to závažnější. Dochází k poškození menisků, zadního pouzdra a jednoho (obvykle lig. cruciatum posterior), nebo obou zkřížených vazů. Ligamentum cruciatum posterior se také může poškodit při autohavárii, když koleno narazí do palubní desky. Stává se tedy tak při přímém násilí, působící na přední stranu kloubu při flexi.

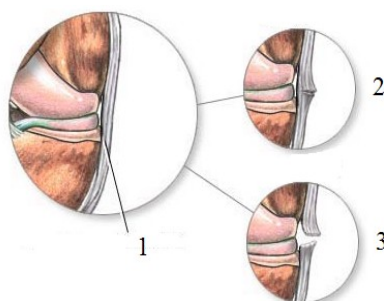
M. Mayer ve svém článku v časopise Rehabilitácia (1/2003) uvádí, že k poranění

měkkého kolene jsou náchylnější ženy. Má to komplexní příčiny anatomické a biomechanické. To je například větší Q úhel (viz kapitola 3.1 Kinematika kolenního kloubu), redukovaný interkondylární prostor, nebo tendence tibie k větší zevní rotaci. Ženské koleno se více spoléhá právě na vazy, a proto jsou více namáhány. Mužské koleno se naopak spoléhá na silné okolní svaly, hlavně na m. biceps femoris. Dalšími příčinami jsou hormonální faktory. Pevnost a elasticita kolagenu je závislá právě na poměru progesteronu a estrogeneru, což ovlivňuje hlavně menstruační cyklus. Posledním, ale ne méně důležitým faktorem je senzomotorika.

Nejčastěji jsou však z vazivového aparátu poškozeny lig. collaterale tibiale a lig. cruciatum anterior, které si rozebereme podrobněji.

### Poranění ligamenta collaterale tibiale

Poranění lig. collaterale tibiale je 15krát běžnější než poranění lig. collaterale fibuale. Nejčastější (90 %) jsou zranění vyvolané násilnou abdukci a zevní rotací bérce nebo působením na kloub z vnější strany. Při kombinaci s rotační silou může dojít k poranění dalších vazů. K přetržení tohoto vazů stačí i relativně malá síla. Ta působí přímo z vnější strany kolenního kloubu. Nejčastěji bývá toto poranění sledováno u kolektivních sportů (Dungl, 2005).



Obr. 18: Poranění lig. collaterale tibiale, (jay-jee.blogspot.com, [cit. 2012-03-02])  
1 – zdravý vaz, 2 – natržený vaz, 3 – přetržený vaz

Doba a způsob léčby závisí na stupni poranění. Standardní léčbou je fixace v ortéze, kdy je důležitá funkční rehabilitace a časný pohyb. Jedná se o 2–4 týdny u lehčích poranění a až 8 týdnů u poraněních závažnějších. U velmi vážných poranění (přetržení) se volí chirurgický zákrok (Mariánková, 2007).

Nejlepší prevencí je trénink zaměřený na správné vnímání pohybu (balanční cvičení) a samozřejmě posílené a protažené stehenní svaly. Používá se i ortéza, která se nosí během zátěže pro zpevnění celého kloubního aparátu.



## **Poranění ligamenta cruciatum anterius**

Ze zkřížených vazů je právě přední u sportovních aktivit s největší pravděpodobností poškozen. K izolovanému poškození dochází během konečné fáze extenze kloubu, když je uskutečněna násilná vnitřní rotace bérce (Dungl, 2005).

Méně častým mechanismem poranění může i být, když se sportovec zvedá z podřepu plnou silou extenzorů kolena. Zde může dojít vlivem tahu m. quadriceps femoris k předsunutí tibie dopředu a přetržení lig. cruciatum anterior, (Krátká, 2009).

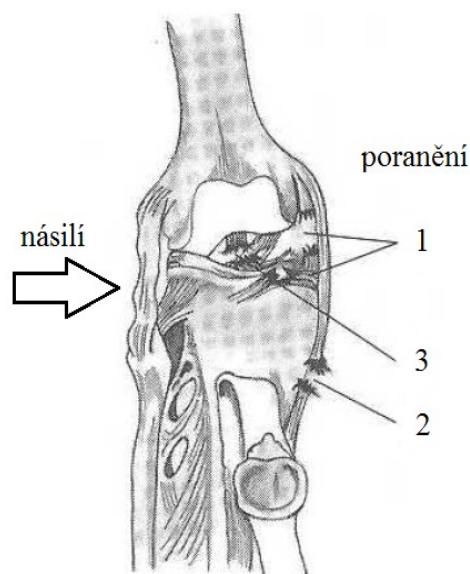
Způsob a doba léčení jsou opět závislé na stupni poranění. Volí se buď konzervativní nebo operativní léčba podle věku pacienta, stupně aktivity a jiných poranění. Zotavovací čas je velmi různý a závisí na mnoha faktorech (Dungl, 2005).

## 5 Hlavní příčiny vybraných poranění vazů kolenního kloubu

V předchozí kapitole jsme si vybrali nejčastější poranění a nyní se podíváme na jejich biomechanické příčiny.

Příčinou poranění bývá obvykle vnější působící síla, která způsobí, že se kolenní kloub dostane mimo fyziologický rozsah pohybu. Jak jsme si uvedli, nejčastěji to bývá síla z vnější strany kolenního kloubu. Ta má za následek to, že se postupně nebo izolovaně poškodí dané struktury kolenního kloubu.

Na obrázku 19 je vyobrazen následek působení deformační síly z vnější strany kolenního kloubu. Nejprve, při mírném násilí, dochází k poranění hluboké části lig. collaterale tibiale a vnitřního menisku (1). Při větší deformační síle se trhá povrchová část lig. collaterale tibiale (2). A při ještě větším násilí dochází k zranění lig. cruciatum anterior (3). Na obrázku není zobrazena ještě další fáze, kdy při extrémní síle dochází k poranění i lig. cruciatum posterior.



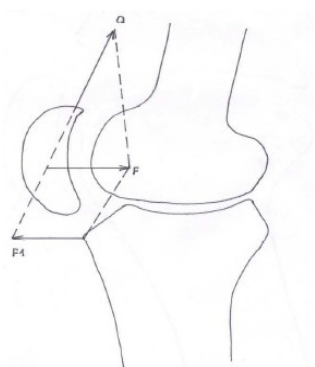
Obr. 19: Poranění vazů kolena působením přímého násilí na kloub ze zevní strany, (Dungl, 2005)

Při působení deformační síly z vnější strany kolenního kloubu dojde tedy k narušení uvedených měkkých struktur kolena. Je zde ale otázka, jak velkou sílu tyto struktury snesou a kde je ta hranice, kdy se naruší.

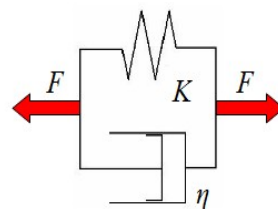
Na obrázku 20 je rozkreslení působících sil při tahu m. quadriceps femoris (síla  $Q$ ). Tato síla tvoří silový vektor  $F$ . Ten, jak je vidět, tlačí patellu k femuru. Zároveň s tím se ale

utváří síla  $F_1$ , ta táhne tibii dopředu a při nadprahové velikosti působí přetržení lig. cruciatum anterius. Čím méně bude koleno ve flexi, tím bude síla  $F_1$  menší a tedy bude menší pravděpodobnost přetržení daného vazů. Avšak zde dochází k neshodě, protože se uvádí, že nejnebezpečnější je tento mechanismus úrazu při extenzi kolenního kloubu. Je to proto, protože při této poloze nepůsobí protitah hamstringů (viz kapitola 2.7 Svalstvo kolenního kloubu). Naopak při větší flexi kolenního kloubu táhnou flexory kolena tibii dozadu a chrání tak lig. cruciatum anterius (Nekula, 2008).

„Ligamentum cruciatum anterius musí při chůzi snést zatížení 400–500 N, při zátěži až 1700 N a maximální zatížení před roztržením vazů se pohybuje v rozmezí 1730–2500 N“ (Nekula, 2008, s. 24).



Obr. 20: Síly působící na kolenní kloub (Nekula, 2008)



Obr. 21: Kelvinův reologický model

Když tedy budeme na vaz působit hraniční silou, přetrhne se. Ale podle výše uvedené kapitoly, která se věnuje viskoelasticitě, hraje samozřejmě roli i rychlost deformační síly.

Podle nás je pro popis této situace nejvhodnější Kelvinův reologický model viskoelastických materiálů (Obr. 21), který jsme si vysvětlili v kapitole 3.3.2 Základní viskoelastické modely měkkých tkání a je více názornější než Maxwellův. Jak jsme si uvedli,  $K$  označuje tuhost látky a  $\eta$  tlumič. Představme si, že na tento materiál, který má reprezentovat chování vazů, budeme působit naznačenou deformační silou  $F$  směrem, který je naznačený na obrázku 19. Tato síla bude působit malou rychlostí  $v(t)$ , ( $v(t)=dy/dt$ ). Po dosazení do diferenciální rovnice [10], kde napětí  $\tau$  je konstantní, zjistíme, že se nám vzorec velmi blíží k rovnici [2]. Tedy ke znění Hookova zákonu pro elastickou látku, kde nezávisí na rychlosti deformační síly, ale více na modulu pružnosti ve smyku  $G$ .

$$\eta \cdot \left( \frac{dy}{dt} \right) + G y = \tau \quad [10] \qquad y = \frac{1}{G} \cdot \tau \quad [2]$$

Při této variantě vyvolané napětí pojmu svaly kolenního kloubu, hlavně tedy m.

quadriceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus (hamstringy, viz str. 13). Proto tedy k vážnému poškození obvykle nedojde.

Když ale bude rychlost deformační síly větší, ovlivní to i následné napětí, které vznikne. Svaly zpravidla nestačí zareagovat, dojde k zablokování viskózního tlumiče  $\eta$  a všechna deformace bude působit právě v okolních vazech. Podle polohy kloubu a síle deformace se poté příslušné vazy přetrhnou.

S vyvolaným napětím značně souvisí energie, která působící deformační silou vznikne. Tuto energii musí nějaká část kolenního kloubu absorbovat. A opět jsme u stejného problému. Když bude rychlost deformační síly tak vysoká, že dojde k zablokování viskózního tlumiče ve svalech, energii neabsorbuje sval, jak by tomu mělo správně být, ale vaz. Ten samozřejmě dávku energie nevydrží a trhá se. Tuto problematiku řeší například ortézy, které zčásti tuto energii pojmu. Ale není to tak, že by ortézy nahradily sval úplně.

Proč ale sval nedokáže včas na rychle působící deformační sílu zareagovat? M. Mayer se ve svém článku v časopise Rehabilitácia (1/2003) věnuje příčinám poškození měkkých struktur kolenního kloubu. Uvádí, že hlavním důvodem je porucha propiocepce, což je poškození vnímání tělového a dynamického pohybového schématu. „Každé narušení měkkých struktur se okamžitě projeví v poruše propiocepce a tato porucha dále vede ke zhoršení dynamické stabilizace kloubu.“ Tvrdí, že hlavní pro efektivní dynamickou stabilizaci kolene, a to hlavně pro lig. cruciatum anterius, je důležité správné načasování aktivace příslušných svalů. Musí zde fungovat perfektní souhra mezi aktivací hamstringů a ostatními svalovými skupinami, které se podílejí na pohybu. U pacientů s poškozeným měkkým kolenem se prokázaly poruchy koordinace právě těchto svalů. Tyto svaly mají zpomalený reakční čas, pomaleji dosahují optimálního momentu síly a mají narušené proaktivní mechanismy. Tyto poruchy jsou však vždy zjištěny i u zdravé nohy.

Vidíme, že je tedy nutná správná nervosvalová koordinace, aby byl sval schopný rychle a včas zareagovat na rychle působící deformační sílu.

Dále Mayer ve svém článku rozebírá kineziologické situace při poranění lig. cruciatum anterius. Podle něj je to rozložení stabilizace ve stojné fázi chůze, při doskoku a při korelaci silových momentů působících dopřednou translaci tibie. Při těchto pohybech se musí nejdříve aktivovat hamstringy a poté další zúčastněné svaly. „Hamstringy jsou agonisty lig. cruciatum anterius jen pokud jsou zapojeny do uvedených stabilizačních vzorců a jejich aktivace je optimálně načasovaná.“ Také musí být vyvážená aktivace

mediálních a laterálních hamstringů (hamstringy vs. m. biceps femoris). Hamstringy musí být včas a dostatečně aktivovány. Poté se výrazně přesune aktivace ve prospěch m. biceps femoris a destabilizuje se koleno hlavně proti silám, které vnitřně rotují femur oproti tibii. Když se takto nestane a svaly nedokáží včas správně reagovat na působící deformační sílu, dochází k poškození vazů kolenního kloubu.

Mimo to, že mají být svaly správně zapojené do pohybového schématu, měly by být pružné a hlavně silné. Protože jen silný a dostatečně protažený sval může pojmout vysokou dávku energie, aniž by došlo k jeho poškození.

Z toho nám vyplývá, že hlavními příčinami úrazů vazů kolenního kloubu způsobené deformační silou z vnější strany jsou:

- Nedostatečná nervosvalová koordinace, a to jak vnitrosvalová, tak i mezisvalová.
- Nedostatečně silné svaly kolenního kloubu.
- Nedostatečně protažené a pružné svaly kolenního kloubu.

Když bude sval protažený, silný a zároveň správně zapojen do nervosvalové koordinace, bude mít větší možnost a šanci zareagovat na deformační sílu. Tu převezme místo vazů a vstřebá ji. Když nebude protažený, nebude toho schopný. Při působení síly zatuhne a všechny deformační síla se přenesou rovnou na vazy kolenního kloubu.

## 6 Doporučení pro odbornou praxi

Ukázali jsme si jaké jsou hlavní příčiny poranění vazů kolenního kloubu. Nyní se budeme zabývat tím, jak se těmto zraněním vyvarovat nebo jak je léčit pomocí pohybového tréninku.

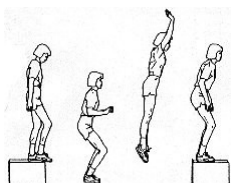
Opět budeme vycházet z Mayera (2003), který se na závěr svého článku věnuje prevenci a pohybovým léčením poranění vazů kolenního kloubu. Říká, že komplexní a kvalitní trénink může mnohokrát snížit riziko poranění vazů kolenního kloubu. Když ale budeme koleno jednostranně zatěžovat, zvýšíme tak náchylnost vazů k poranění. Jako jedinou možnou prevenci doporučuje komplexní trénink dynamické stabilizace kolenního kloubu. Takový trénink vychází z idee propojenosti propriocepce, neuromotoriky a stavu měkkých tkání a kloubních struktur. Což je podle nás také jediné východisko, které by mělo při prevenci poranění vazů kolenního kloubu pomoci.

Popíšeme si některé **zásady a způsoby** takového **tréninku**:

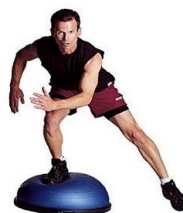
- Respektujeme únavu. Neznamená to však, že úplně přerušíme pohybovou aktivitu. Nejlepší je, přejít k aktivitě jiné, která pro nás není všední.
- Důležitý je soustavný lokomoční trénink, který směřuje ke stálému zlepšování dokonalosti pohybu.
- Důležitá je kvalita zatížení a ne kvantita.
- Náročnější stupeň dovednosti zařazujeme až po dokonalém zvládnutí té předchozí.
- Vyvarujeme se prokládání tréninkových dnů hypomobilitou, hlavně hypolokomocí, což může vést ke špatné propriocepci.
- Cvičíme všechny složky motorické kontroly pro komplexní rozvoj pohybového aparátu. Nejúčinnější je komplexní trénink neuromotorické kontroly a dynamické stabilizace. Vyvarujeme se jednostranně zaměřenému tréninku.
- Na zlepšení nervosvalové koordinace je vhodné zařadit plyometrický a rychlostní silový trénink.

Plyometrický trénink pracuje s předpětím svalu před následným pohybem a má velký vliv na rozvoj účinnosti nervosvalového systému. Jako příklad můžeme uvést výskoky na bednu zobrazené na obr. 23. Pohyb brzdíme při seskoku, tedy kinetická energie se mění do energie polohové. Tu následně použijeme pro výskok. Tak se opět energie mění na kinetickou. Takto se nejvíce aktivují nervosvalová spojení

a vylepšují se.



Obr. 23: Plyometrický trénink  
(aiki.euweb.cz, [cit. 2012-04-19])



Obr. 22: Balanční cvičení na bosu  
(weddingbee.com, [cit. 2012-04-19])

Dalším způsobem vylepšení nervosvalové koordinace je rychlostní trénink silových schopností, kde jde o dynamické úsilí o maximální rychlosti při zátěži 30–60% maxima.

Vhodné jsou také balanční pomůcky, jako je například bosu (Obr. 22).

- Správně posilujeme všechny svaly kolenního kloubu.

Využijeme výše uvedené metody a přidáme k nim další jako jsou například metody izometrické, izokinetické, brzivé, opakovaných úsilí (kulturistická metoda), nebo kruhový trénink. Vhodné je obměňovat použití posilování s vlastním tělem a s pomůckami (gumy, bosu, trampolíny, posilovací stroje).

V tomto ohledu doporučujeme knihy Tvarování těla pro muže i ženy (Tlapák, 1999), Posilování s vlastním tělem 417krát jinak (Jarkovská, 2005), Posilování s balančními pomůckami (Jebavý, Zumr, 2009) a mnoho dalších.

V příloze jsou uvedené některé vybrané cviky, které jsou čerpané z knihy Tvarování těla pro muže i ženy (Tlapák, 1999).

- Dostatečně protahujeme všechny svaly kolenního kloubu.

Opět využíváme všech metod rozvoje pohyblivosti, jako jsou aktivní cvičení (dynamické a statické), nebo pasivní cvičení (dynamické, statické). Musíme mít na paměti všechny zásady a respektovat je, aby nedošlo ke zbytečnému poranění.

Zde můžeme doporučit knihy Protahování a posilování pro zdraví (Dostálová, Miklánková, 2005), Strečink (Michael J. Alter, 1999), Tvarování těla pro muže i ženy (Petr Tlapák, 1999) nebo Strečink na anatomických základech (Nelson, Kokkonen, 2009).

V příloze jsou opět uvedené některé vybrané cviky, které můžeme použít. Jsou čerpány z knihy Protahování a posilování pro zdraví (Dostálová, Miklánková, 2005).

- Do tréninku můžeme zařadit i neobvyklé techniky nácviku propriorecepce, jako

jsou elektrogymnastika, funkční elektrická stimulace, elektroterapie v nadprahově senzitivní intenzitě nebo imaginační postupy (imaginace pohybu, procit'ování částí těla). Těchto technik je celá řada a myslíme si, že je vhodné, je občas zařadit do tréninkového procesu.

Nelze však jednoznačně určit, které svaly posilovat a které protahovat, protože všechny mají být jak silné, tak i protažené. Proto se musíme zaměřit na všechny složky stejnou měrou a trénovat všechny svaly kolenního kloubu komplexně.

Když se těmito zásadami nebudeme řídit, je velmi pravděpodobné, že při náhlé deformační síle se vazy přetrhnou. Pro tuto verzi zde uvádíme hlavní zásady terapie ke které samozřejmě patří i výše uvedené body.

**Zásady terapie po úrazu** podle Mayera (2003) jsou následující:

- Musíme respektovat rady lékaře a řídit se podle nich. Také nesmíme podceňovat bolest a je nutné, zavčas zraněné místo léčit. Při nedodržení to pro kolenní kloub může mít nedozírné následky.
- Při poraněném kolenního kloubu je důležitá motivace a práce s osobnostními a psychosociálními faktory. Pro sportovce může mít toto zranění velmi vážné existenční důsledky.
- Postupně zapojíme kolenní kloub do tělového a pohybového schématu, ale zaměříme se preventivně i na zdravou končetinu.
- Zátěž zvyšujeme nejlépe jen v jednom parametru (doba zatížení, objem, intenzita) a postupně prodlužujeme dobu zátěže. Důležitá je kvalita zatížení a ne kvantita.
- Od plynulých pohybů postupně přecházíme k zařazování náhlých změn pohybu.
- Nejdříve trénujeme statickou stabilizaci a pomalu přecházíme k tréninku stabilizace dynamické.
- Nejdříve cvičíme pohyby v sagitální rovině (flexe-extenze) a pomalu přecházíme k rotacím v kolenním kloubu.
- Musíme být opatrní s odporovaným cvičením do flexe, cvičením na extenčním (předkopávacím) stroji a s hlubokými dřepy pod 90 stupňů.



## 7 Závěr

Poranění kolenního kloubu jsou stále častějšími zraněními jak u profesionálních, tak u rekreačních sportovců. Ukázali jsme si, že nejčastěji jsou poraněné menisky, lig. cruciatum anterius a lig. collaterale tibiale. Touto prací jsme se snažili vybraná poranění popsat a uvést jejich biomechanické příčiny.

Vysvětlili jsme si, jak vypadá kolenní kloub z anatomického a fyziologického hlediska. Ujasnili jsme si biomechanické vlastnosti měkkých tkání a aplikovali je na vybraná poranění. Zde jsme se zaměřili na reologické hledisko, kdy při deformaci vazů hraje důležitou roli rychlost působící síly. Protože jak jsme si ukázali, je rozdíl, zda na kloub působíme deformační silou velkou či malou rychlostí.

Zjistili jsme, že hlavními příčinami poranění, vyvolané touto deformační silou z vnější strany kolenního kloubu, jsou špatná nervosvalová koordinace a málo posílené a protažené svaly kolenního kloubu. Z toho jsme vyvodili závěr, že nejdůležitější preventivní opatření je nácvik nervosvalové koordinace, posilování stehenních svalů, a také jejich protahování. Musíme se tak zaměřit komplexně na všechny svaly kolenního kloubu a všechny složky trénovat stejnou měrou.

Touto prací jsme se snažili podat ucelený přehled problematiky. Bylo by však vhodné, aby se na tomto základě provedlo experimentální šetření, které by naše tvrzení potvrdilo.

## 8 Literatura

1. BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT, 2004. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: MAXDORF. 256 s. ISBN 80-7345-017-8
2. ČIHÁK, Radomír, 2001. *Anatomie I*. 2. dopl. vyd. Praha: Grada. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
3. DOSTÁLOVÁ, Iva a Ludmila MIKLÁNKOVÁ, 2005. *Protahování a posilování pro zdraví*. 1. vyd. Olomouc: HANEX. 131 s. ISBN 80-85783-47-9.
4. DUNGL, Pavel, 2005. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
5. DYLEVSKÝ, Ivan, Rastislav DRUGA a Olga MRÁZKOVÁ, 2000. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
6. DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
7. FLEISCHMANN, Jaroslav a Rudolf LINC, 1988. *Anatomie člověka I*. 6. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 300 s. ISBN 14-352-89.
8. HAVRÁNEK, Antonín, 2007. *Úvod do bioreologie*. 1. vyd. Praha: Karolinum. 223 s. ISBN 978-80-246-1445-8.
9. HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN, 1999. *Úvod do obecné a lékařské biofyziky*. 1. vyd. Brno: Vydavatelství MU. 274 s. ISBN 80-210-1822-4.
10. KARAS, Vladimír a Stanislav OTÁHAL, 1991. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1. vyd. Praha: Karolinum. 234 s. ISBN 80-7066-514-9.
11. Katedra fyziky povrchů a plazmatu, 2008. *Kurz z fyziky* [online]. [cit. 2012-04-21]. Dostupné z: <http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/>.
12. KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA, 2006. *Biomechanika člověka: Svalově kosterní systém*. 2. vyd. Praha: nakladatelství ČVUT. 177 s. ISBN 80-01-03424-0.
13. KRÁTKÁ, Kateřina, 2009. *Poranění předního zkříženého vazů*. 1. vyd. Brno. 45 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita.
14. MARIÁNKOVÁ, Hana, 2007. *Anatomie a traumatologie kolenního kloubu*. 1. vyd.

- Brno. 36 s. Bakalářská práce. Masarykova univerzita.
15. MAYER, Michal, 2003. *Poškození měkkých struktur kolenního kloubu jako důsledek poruch motorického řízení. Principy rehabilitace*. Rehabilitácia [online]. č. 1, s. 8 –16 [cit. 2012-04-02]. Dostupné z: [www.rehabilitacia.sk](http://www.rehabilitacia.sk).
  16. NAVRÁTIL, Leoš, 2005. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Grada. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
  17. NEKULA, Radek, 2008. *Management poranění kolenního kloubu ve sportu*. 1. vyd. Brno. 59 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita.
  18. ROSINA, Josef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK, 2006. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vyd. Praha: Grada. 232 s. ISBN 80-247-1383-7.
  19. TICHÝ, Miroslav, 2000. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. 2. vyd. Praha: TRITON. 94 s. ISBN 80-7254-022-X.
  20. TLAPÁK, Petr, 1999. *Tvarování těla pro muže i ženy*. 1. vyd. Praha: ARSCI. 272 s. ISBN 80-86078-00-0.
  21. *Velká ilustrovaná encyklopedie*, 2008. Dotisk 3. vyd. Český Těšín: Fragment. 384 s. ISBN 80-7200-810-2.

## 9 Přílohy


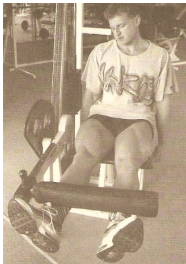



### Seznam příloh:

Příloha I: Tabulka 1 – Vybrané posilovací cviky

Příloha II: Tabulka 2 – Vybrané strečinkové cviky



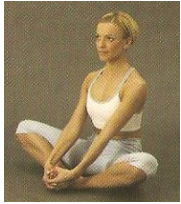


# I. Příloha I:

*Tabulka 1: Vybrané posilovací cviky (Tlapák, 1999)*

Popis	Funkce	Ilustrace
Snožování na stroji vsedě. Nerotovat v kyčli a nevytáčet špičky a kolena směrem ven.	Posílení vnitřní strany steh (adduktorů). Při vytočení kolen a špiček ven posilujeme i vnitřní část hamstringů.	
Předkopávání vsedě na stroji. Výdech při předkopnutí a v horní úvratí pohybu výdrž.	Posílení m. quadriceps femoris.	
Legpress Hlava v prodloužení páteře, postavení chodidel je rovnoběžné a v šířce pánve.	Posílení m. quadriceps femoris (při užším postavení nohou), vnější strany steh (při širším postavení nohou).	
Zakopávání v lehu na bříše. Hlava leží volně, nevysazovat pánev.	Posílení zadní strany steh (hamstringy).	
Zakopávání ve stoji. Trup a hlava jsou v ohnutém předklonu.	Posílení zadní strany steh (hamstringy).	

Příloha II:

Tabulka 2: Vybrané strečinkové cviky (Dostálová, Miklánková, 2005)

Popis	Funkce	Ilustrace
VP: Podpor na předloktích klečmo sedmo, levou vzad. Přitáhnout levé chodidlo k hýždí.	Protažení m. rectus femoris. <u>Neprovádět při problémech s kolenním kloubem!</u>	
VP: Sed přednožný pravou, skrčit levou, bérce zevnitř. Provést podpor na předloktích vzadu přednožit pravou, skrčmo levou. Neprohýbat se v bedrech.	Protažení m. rectus femoris.	
VP: Sed skrčmo roznožný, chodidla u sebe, uchopit špičky nohou. Tlačit kolena k podložce	Protažení adduktorů kolenního kloubu (vnitřní strana stehna).	
VP: Široký stoj rozkročný. Provést dřep úložný levou, rovný předklon. Špičky i kolena směřují vpřed.	Protažení adduktorů kolenního kloubu (vnitřní strana stehna).	
VP: Sed přednožný. Provést rovný předklon, dolní končetiny jsou propnuty.	Protažení flexorů kolenního kloubu (zadní strana stehna).	
VP: Klek přednožný levou. Provést hluboký ohnutý předklon. Levá noha je propnuta.	Protažení flexorů kolenního kloubu (zadní strana stehna) a m. triceps surae.	